

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 103 17 137.1

**Anmeldetag:** 14. April 2003

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Röntgeneinrichtung und Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes

**IPC:** G 01 N, A 61 B, G 03 B

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 12. November 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

Hoiß

## Beschreibung

## Röntgeneinrichtung und Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes

5

Die Erfindung betrifft eine Röntgeneinrichtung mit einer Tragevorrichtung, an der eine Röntgenstrahlenquelle und ein Strahlungsdetektor umfassendes Röntgensystem angeordnet ist. Die Erfindung betrifft außerdem ein Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes von einem Untersuchungsobjekt mit der Röntgeneinrichtung.



Eine Röntgeneinrichtung der eingangs genannten Art ist beispielsweise ein C-Bogen Röntgengerät, wie es u.a. aus der US 5,923,727 bekannt ist. An dem C-Bogen ist die Röntgenstrahlenquelle und der Strahlungsdetektor einander gegenüberliegend angeordnet. Während der Aufnahme der Serie von zweidimensionalen Röntgenbilddatensätzen (2D-Projektionen) bewegt sich der C-Bogen beispielsweise längs seines Umfanges um den Patienten. Aus der Serie von 2D-Projektionen kann der Bildrechner des C-Bogen Röntgengerätes einen Volumendatensatz vom Körperinneren des Patienten errechnen.



Neben Röntgenaufnahmen hat die optische Form erfassung insbesondere in der plastischen Chirurgie eine große Bedeutung. Die dazu verwendete optischen 3D-Sensoren können prinzipiell in zwei Klassen aufgeteilt werden: Passive Verfahren (Stereo, Shading, Contour) und aktive Verfahren (Laserscanner, Moiré, Kohärenzradar, Laufzeit). Erstere sind in der Regel technisch einfacher zu realisieren. Verfahren mit aktiver Beleuchtung haben dagegen größere Genauigkeiten und sind robuster. 3D-Sensoren sind u.a. in S. Blossey, G. Häusler, F. Stockinger, "A Simple and Flexible Calibration Method for Range Sensors", Int. Conf. of the ICO, Kyoto, April 1994, Seiten 62 bis, R.G. Dorsch, G. Häusler, J.M. Herrmann, "Laser triangulation: fundamental uncertainty in distance measurement", Applied Optics, Vol.33, No.7, März 1994, Seiten 1306-1314, T. Dresel, G. Häus-

ler, H. Venzke, "Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar", Applied Optics, Vol. 31, No. 7, März 1992, Seiten 919-925, K. Engelhardt, G. Häusler, "Aquisition of 3-D data by focus sensing", Applied Optics, Vol.27, No.22, 5 November 1988, Seiten 4684-4689, M. Gruber, G. Häusler, "Simple, robust and accurate phase-measuring triangulation", Optik, 89, No.3, 1992, Seiten 118-122, G. Häusler, W. Heckel, "Light Sectioning with Large Depth and High Resolution", Applied Optics, Vol. 27, No. 24, 15 Dezember 1988, Seiten 5165-5169, G. 10 Häusler, D. Ritter, "Parallel Three-Dimensional Sensing by Color-Coded Triangulation", Applied Optics, Vol. 32, No. 35, 10 Dezember 1993, Seiten 7164-7169 beschrieben.

Die Aufgabe der Erfindung ist daher, eine Röntgeneinrichtung 15 der eingangs genannten Art derart auszuführen, dass mit ihr auch ein Oberflächenbild des Untersuchungsobjektes hergestellt werden kann.

Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren an- 20 zugeben, so dass mit einer Röntgeneinrichtung der eingangs genannten Art ein Bild zumindest eines Teiles der Oberfläche des Untersuchungsobjektes erstellt werden kann.

Die erste Aufgabe der Erfindung wird gelöst mit einer Rönt- 25 geneinrichtung mit einer Tragevorrichtung, an der eine Röntgenstrahlenquelle und einen Strahlungsdetektor umfassendes Röntgensystem angeordnet ist, und die Tragevorrichtung während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von ei- nem Untersuchungsobjekt relativ zum Untersuchungsobjekt ver- 30 stellbar ist,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass

- an der Tragevorrichtung ein 3D-Sensor angeordnet ist und
- 35 - die Tragevorrichtung für die Aufnahme eines Bilddatensatzes mit dem 3D-Sensor relativ zum Untersuchungsobjekt verstellt-

bar ist, wobei der Bilddatensatz zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes abbildet.

Die erfindungsgemäße Röntgeneinrichtung umfasst eine Tragevorrichtung, die gemäß einer Ausführungsform der Erfindung als C-Bogen ausgeführt ist, an der das die Röntgenstrahlenquelle und den Strahlungsdetektor aufweisende Röntgensystem angeordnet ist. Wird die Röntgeneinrichtung zum Herstellen der Serie von 2D-Projektionen, aus der z.B. ein Volumendatensatz des Untersuchungsobjektes errechnet werden kann, verwendet, dann wird die Tragevorrichtung während der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen relativ zum Untersuchungsobjekt, z.B. einem Patienten, verstellt. Handelt es sich bei der Tragevorrichtung um den C-Bogen, so wird der C-Bogen während der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen gemäß Varianten der Erfindung längs seines Umfangs (Orbitablbewegung) verstellt oder die Serie von 2D-Projektionen wird während einer Angulationsbewegung aufgenommen. Die erfindungsgemäße Röntgeneinrichtung ist nach einer bevorzugten Ausführungsform ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät.

Zusätzlich zu dem Röntgensystem ist erfindungsgemäß an der Tragevorrichtung der 3D-Sensor angeordnet. Mit dem 3D-Sensor wird der Bilddatensatz aufgenommen, der zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjekts abbildet. Während der Aufnahme des Bilddatensatzes wird die Tragevorrichtung, ähnlich wie bei der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen, relativ zum Untersuchungsobjekt verstellt. Dabei ist die Röntgenquelle abgeschaltet. Es ist aber auch möglich, die Serie von 2D-Projektionen und den Bilddatensatz gleichzeitig aufzunehmen, also die Serie von 2D-Projektionen und den Bilddatensatz während einer einzigen Verstellbewegung der Tragevorrichtung relativ zum Untersuchungsobjekt aufzunehmen.

3D-Sensoren sind prinzipiell z.B. aus den in der Einleitung bereits genannten Druckschriften bekannt. 3D-Sensoren werden benötigt, um geometrische Daten über die Oberfläche eines Un-

tersuchungsobjekts im Raum zu erfassen. Optische 3D-Sensoren zeichnen sich dabei durch ihre Schnelligkeit und ihr berührungsloses Messprinzip aus (vgl. z.B. S. Blossey, G. Häusler, "Optische 3D-Sensoren und deren industrielle Anwendung",

5 Messtec, 1/96, März 1996, Seiten 24-26). Für den Objekterkennungs- und Lokalisationsalgorithmus dienen sie zur Rundum-erfassung des Untersuchungsobjektes. Zur Gewinnung der Information sind 3D-Daten, alternativ zum 2D-Grauwertbild, unabhängig von der Objektflektivität, Beleuchtung, Farbe und Per-  
10 spektive und damit robust zu verarbeiten. Je nach Aufgabe wer-  
den die Leistungsmerkmale der verwendeten Sensortypen nach folgenden Definitionen bestimmt:

Unter der Datenrate  $t$  versteht man die Anzahl der gemessenen  
15 Objektpunkte pro Sekunde. Man unterscheidet dabei zwischen punktförmigen (z.B. Abstandssensoren), linienförmigen (z.B. Lichtschnittsensoren) oder flächenhaften (z.B. kodierter Lichtansatz) 3D-Sensoren, die je nach Auswerteverfahren in ei-  
nem Messzyklus einen Messpunkt, eine Messlinie oder ein Mess-  
20 feld bis zur Größe von ca. 768\*512 Pixel auswerten können. In letzterem Fall sind z.Z. Datenraten bis zu 5Mhz möglich.

25 Die longitudinale Messunsicherheit  $\delta z$  bezeichnet die Standardabweichung, mit der die Entfernung  $z$  absolut auf  $\Delta z$  genau ge-  
messen werden kann. Sie bezieht sich auf verschiedene Objektpunkte einer zu vermessenen Ebene. Im Gegensatz dazu bezeich-  
net das longitudinale Auflösungsvermögen  $1/\Delta z$  die relative mi-  
nimal auflösbare Entfernungsänderung  $\Delta z$  eines einzelnen Ob-  
jektpunktes. Je nach Sensorprinzip ist z.Z. eine Messunsi-  
30 cherheit bis zu  $2\mu m$  realisierbar, das Auflösungsvermögen kann deutlich größer sein. Für robuste Objekterkennungsaufgaben ist dieser Wert relativ unkritisch; genaue Lokalisationsverfahren benötigen dagegen möglichst genaue Oberflächendaten.

35 Das laterale Auflösungsvermögen  $1/\Delta x$  bezieht sich auf den mi-  
nimalen Abstand  $\Delta x$  zweier Objektpunkte, der zu ihrer Unter-

scheidung nötig ist. Bei flächenhaften 3D-Sensoren ist  $\Delta x = \Delta y$  bei entsprechend optisch abgestimmten Sensoraufbau in der Praxis durch die Pixelierung des CCD-Kamerachips als Aufnahmesensor bestimmt.

5

Der Messbereich  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$ ,  $\Delta Z$  gibt die Größe des verfügbaren Messfeldes an und wird u.a. über die Messunsicherheit und das laterale Auflösungsvermögen definiert. In der Praxis ergibt sich die Anzahl der unterscheidbaren Abstände z.Z. zu  $\Delta Z / \delta z = 500 \dots 2000$ , sowie eine Skalierung des Messvolumens von ca.  $100^3 \mu\text{m}^3$  bis zu ca.  $500^3 \text{mm}^3$ .

Für die Kodierung von 3D-Information durch Licht können verschiedene Eigenschaften ausgenutzt werden, wie Intensität, Farbe, Polarisation, Kohärenz, Phase, Kontrast, Ort oder Laufzeit. Die in der Praxis wichtigsten Verfahren lassen sich nach vier Auswerteverfahren einteilen.

Aktive Triangulation ist das am häufigsten eingesetzte Verfahren. Das zu vermessende Objekt wird mit einem Lichtpunkt aus einer Richtung beleuchtet und unter einem Winkel dazu beobachtet. Die Höhe  $h$  des Objekts an der beleuchteten Stelle ergibt sich aus dem Ort der Abbildung auf einen Detektor. Dieses Verfahren ist u.a. in R.G. Dorsch, G. Häusler, J.M. Herrmann, "Laser triangulation: fundamental uncertainty in distance measurement", Applied Optics, Vol. 33, No. 7, März 1994, Seiten 1306-1314 beschrieben.

Praktische Verfahren messen linienhaft mit Hilfe eines Laser-scanners (vgl. G. Häusler, W. Heckel, "Light Sectioning with Large Depth and High Resolution", Applied Optics, Vol. 27, No. 24, 15 Dezember 1988, Seiten 5165-5169) oder flächenhaft (parallel) durch die Projektion eines kodierten Lichtmusters auf das Objekt. In G. Häusler, D. Ritter, "Parallel Three-Dimensional Sensing by Color-Coded Triangulation", Applied Optics, Vol. 32, No. 35, 10 Dezember 1993, Seiten 7164-7169 ist

ein Verfahren beschrieben, bei dem ein monochromatisches Spektrum, in dem die einzelnen, nebeneinander liegenden Scanlinien durch Farbe identifiziert sind, projiziert wird. In M. Gruber, G. Häusler, "Simple, robust and accurate phase-

5 measuring triangulation", Optik, 89, No.3, 1992, Seiten 118-122 wird eine phasenmessende Triangulation beschrieben, bei der aus vier sequentiellen Belichtungen die Phase des aufprojizierten Sinusgitters gemessen und daraus die Höhe bestimmt wird.

10

Bei interferometrischen Verfahren werden eine Referenzwelle mit bekannter Phase und eine Objektwelle unbekannter Phase ko-  
härent superpositioniert. Aus dem Interferogramm lässt sich (parallel) die Höhe des Untersuchungsobjekts rekonstruieren.

15 Für kurzkohärente Lichtquellen kann über die Auswertung des Korrelogramms die Oberflächenform absolut gemessen werden. Interferometrische Methoden sind zwar genau, es können aber i.A. nur optisch glatte Oberflächen vermessen werden. Mit einem speziellen Auswerteverfahren, wie in T. Dresel, G. Häusler, H. 20 Venzke, "Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar", Applied Optics, Vol. 31, No. 7, März 1992, Seiten 919-925 offenbart, lassen sich auch raue Objekte ver-  
messen.

25 Bei der aktiven Fokussuche wird das Untersuchungsobjekt mit einem Lichtspot oder einer Struktur beleuchtet und abgebildet. Prinzipiell gibt es zwei Arten der Auswertung. Bei der ersten wird auf den zu messenden Objektpunkt mechanisch nachfokussiert, daraus lässt sich direkt der Abstand ermitteln. Die 30 zweite Methode misst den vom Abstand des Objekts zur Kamera abhängigen Kontrast und berechnet daraus die Objektform (vgl. K. Engelhardt; G. Häusler, "Aquisition of 3-D data by focus sensing", Applied Optics, Vol.27, No.22, November 1988, Seiten 4684-4689).

35

Laufzeitmesssysteme verwenden die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Licht. Aus der Messung der Zeitdauer eines reflektierten kurzen Lichtpulses kann die Entfernung berechnet werden. Die für eine hohe Ortsauflösung benötigte kurze Zeitmessung ist

5 mit elektronischen, amplituden- oder frequenzmodulierenden Methoden möglich (vgl. I. Moring, T. Heikkinen, R. Myllylä, "Acquisition of three-dimensional image data by a scanning laser range finder", Opt. Eng. 28 (8), 1989, Seiten 897 bis 902.

10 Bei einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die erfundungsgemäße Röntgeneinrichtung derart ausgeführt, dass sie aus der Serie von 2D-Projektionen, die vor, nach oder während der Aufnahme des Bilddatensatzes aufgenommen wird, einen Volumendatensatz vom Untersuchungsobjekt errechnet, der mit dem  
15 Bilddatensatz fusioniert oder überlagert wird.

Die zweite Aufgabe der Erfindung wird gelöst mit einem Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes von einem Untersuchungsobjekt mit einer Röntgeneinrichtung, die eine Tragevorrichtung für eine Röntgenstrahlenquelle und einen Strahlungsdetektor umfassendes Röntgensystem aufweist und die Tragevorrichtung während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von dem Untersuchungsobjekt relativ zum Untersuchungsobjekt verstellt wird

25 dadurch gekennzeichnet, dass

die Tragevorrichtung während der Aufnahme eines Bilddatensatzes mit einem an der Tragevorrichtung angeordneten 3D-Sensor  
30 relativ zum Untersuchungsobjekt verstellt wird, wobei der Bilddatensatz zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes abbildet.

Vorteilhafte Ausgestaltungen des erfundungsgemäßen Verfahrens  
35 ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Ein Ausführungsbeispiel ist exemplarisch in den schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 ein C-Bogen Röntgengerät mit einem Patienten und

5

Fig. 2 das in der Figur 1 dargestellte C-Bogen Röntgengerät ohne Patient.

Die Fig. 1 zeigt schematisch ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät 1. Das C-Bogen Röntgengerät 1 weist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einen auf Rädern 2 verfahrbaren Gerätewagen 3 auf. Das C-Bogen Röntgengerät 1 umfasst eine in der Fig. 1 schematisch angedeutete Hubvorrichtung 4 mit einer Säule 5. An der Säule 5 ist ein Halteteil 6 angeordnet, an dem wiederum ein Lagerteil 7 zur Lagerung eines C-Bogens 8 angeordnet ist. Der C-Bogen 8 weist eine Röntgenstrahlenquelle 9 und einen Strahlungsdetektor 10 auf, welche derart aneinander gegenüberliegend an dem C-Bogen 8 angeordnet sind, dass ein von der Röntgenstrahlenquelle 9 ausgehender Zentralstrahl ZS einer Röntgenstrahlung annähernd mittig auf die Detektorfläche des Strahlungsdetektors 10 trifft. Als Strahlungsdetektor 10 kann z.B. ein Flachbilddetektor oder ein Röntgenbildverstärker verwendet werden, wie sie allgemein bekannt sind.

Das Lagerteil 7 ist in an sich bekannter Weise um eine gemeinsame Achse A des Halteteiles 6 und des Lagerteiles 7 drehbar (vgl. Doppelpfeil a, Angulation) und in Richtung der Achse A verschieblich (vgl. Doppelpfeil b) an dem Halteteil 6 gelagert. Der C-Bogen 8 ist längs seines Umfangs in die Richtung des Doppelpfeils o an dem Lagerteil 7 relativ zu dem Lagerteil 7 verschieblich bezüglich des Isozentrums I des C-Bogens 8 gelagert (Orbitalbewegung).

35 Mit Hilfe der Hubvorrichtung 4 ist der C-Bogen 8, der über das Lagerteil 7 und das Halteteil 6 mit der Säule 5 der Hub-

vorrichtung 4 verbunden ist, relativ zu dem Gerätewagen 3 vertikal verstellbar.

Ein schematisch in der Fig. 1 gezeigter Patient P liegt auf  
5 einem ebenfalls nur schematisch dargestellten und für Rönt-  
genstrahlung transparenten Tisch T, der mit einer nicht ge-  
zeigten Hubvorrichtung vertikal verstellbar ist. Der Patient  
P kann durch die vorgehend genannten Verstellmöglichkeiten  
10 des C-Bogen Röntgengerätes 1 und des Tisches T auf unter-  
schiedlichste Weise radiologisch untersucht werden, wobei die  
von der Röntgenstrahlenquelle 9 ausgehende Röntgenstrahlung  
mit dem Zentralstrahl ZS den Patienten P durchdringt und auf  
den Strahlungsdetektor 10 auftritt.

15 Das C-Bogen Röntgengerät 1 ist insbesondere dafür vorgesehen,  
einen Volumendatensatz von Körperteilen des Patienten P zu  
erstellen. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels  
ist in dem Gerätewagen 3 ein Rechner 11 angeordnet, der in  
einer in der Fig. 1 nicht dargestellten Weise mit dem Strah-  
20 lungsdetektor 10 verbunden ist und in an sich bekannter Weise  
aus einer mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Strahlungs-  
detektor 10 gewonnenen Serie von 2D-Projektionen, welche bei  
einer Verstellung des C-Bogens 8 um ein in einem Bild darzu-  
stellendes Körperteil des Patienten P gewonnen werden, einen  
25 Volumendatensatz von dem darzustellenden Körperteil rekon-  
struiert. Der C-Bogen 8 wird dabei entweder längs seines Um-  
fanges in die Richtung des Doppelpfeils o relativ zu dem La-  
gerteil 7 oder bezüglich der Angulationsachse A um etwa 190°  
verstellt, wobei während der Verstellung ca. 50 bis 100 2D-  
30 Projektionen gewonnen werden. Im Falle des vorliegenden Aus-  
führungsbeispiels steuert der Rechner 11 die Verstellung des  
C-Bogens 8 mittels eines in dem Lagerteil 7 angeordneten e-  
lektrischen Antriebes 12 oder mittels eines in dem Halteteil  
6 angeordneten elektrischen Antriebes 13. Der Rechner 11 ist  
35 in nicht dargestellten Weise mit den elektrischen Antrieben  
12 und 13 verbunden.

Um aus der Serie von 2D-Projektionen den Volumendatensatz rekonstruieren zu können, sind in den elektrischen Antrieben 12 und 13 je ein Wegaufnehmer 14 und 15 integriert, welche zu jeder der 2D-Projektionen des aufzunehmenden Körperteils eine 5 Position des C-Bogens 8 relativ zu dem darzustellenden Körperteil zuordnen. Aus den Positionen werden schließlich Projektionsgeometrien ermittelt, welche für die Rekonstruktion erforderlich sind.

10 Da aufgrund der beschränkten Robustheit und Verwindungssteifigkeit des C-Bogens 8 die Röntgenstrahlenquelle 9 und der Strahlendetektor 10 je nach Stellung des C-Bogens 8 in der Regel leicht verschieden gegeneinander ausgerichtet sind, werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mittels 15 einer Offline-Kalibrierung, z.B. mit einem Kalibrierphantom oder Projektionsmatrizen, die durch die Verwindung des C-Bogens 8 resultierenden Fehler bezüglich der Geometrie des C-Bogens 8 zumindest größtenteils ausgeglichen. Die Offline-Kalibrierung wird z.B. während der Inbetriebnahme des C-Bogen 20 Röntgengerätes 1 oder kurz vor einer Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen durchgeführt. Ein Beispiel einer Offline-Kalibrierung ist in der in der Einleitung genannten US 5,923,727 beschrieben.

25 Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wird ein Volumendatensatz vom Kopf K des Patienten P angefertigt, indem der C-Bogen 8, wie eben beschrieben, längs seines Umfanges verstellt und dabei eine Serie von 2D-Projektionen vom Kopf K des Patienten P angefertigt wird. Es wird also ein so genannter Orbitalscan durchgeführt. Der Rechner 11 berechnet daraus 30 einen Volumendatensatz dessen zugehöriges Röntgenbild mit einem Monitor 16, der mit dem Rechner 11 mit einer elektrischen Leitung 17 verbundenen ist, dargestellt werden kann.

35 An dem C-Bogen 8 ist ferner ein 3D-Sensor angeordnet. Für die Funktionsweise des 3D-Sensors wird zusätzlich zur Figur 1 auch auf die Figur 2 Bezug genommen. In der Figur 2 ist eben-

falls das C-Bogen Röntgengerät 1 der Figur 1 dargestellt. Auf dem Tisch T befindet sich jedoch kein Patient P.

Der 3D-Sensor umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungs-  
5 beispiel einen Laser 21, einen Ablenkspiegel 22 und eine CCD-  
Kamera 23. Der Laser 21 ist am C-Bogen 8 derart angeordnet,  
dass der von dem Laser 21 ausgehende Laserstrahl auf den Ab-  
lenkspiegel 22 trifft. Der Ablenkspiegel 22 ist am C-Bogen 8  
derart schwenkbar angeordnet und wird im Falle des vorliegen-  
10 den Ausführungsbeispiels mit einem in den Figuren nicht dar-  
gestellten Elektromotor derart bewegt, dass für jede Stellung  
des C-Bogens 8 relativ zum Gerätewagen 3 aus dem Laserstrahl  
24 eine parallel zur Orbitaldrehachse des C-Bogens 8 ausge-  
richtete so genannte "Lichtline" 25 entsteht, die auf dem  
15 Tisch T geworfen wird (vgl. Figur 2). Diese wird von der CCD-  
Kamera 23, die unter einem Triangulationswinkel  $\alpha$  am C-Bogen  
8 befestigt ist, aufgenommen.

Befindet sich auf dem Tisch ein Objekt, im Falle des vorlie-  
20 genden Ausführungsbeispiels der Patient P, bzw. dessen Kopf  
K, so entsteht aus der Lichtlinie 25 (Figur 2) eine Objekthö-  
henlinie 26, die auf den Kopf K des Patienten P geworfen wird  
(vgl. Figur 1). Die CCD-Kamera 21 tastet die Objekthöhenlinie  
26 unter dem Trangulationswinkel  $\alpha$  ab. Die der Abtastung zu-  
geordneten elektrischen Signale werden anschließend an den  
Rechner 11, mit dem die CCD-Kamera 21 in nicht dargestellter  
Weise elektrisch verbunden ist, zugeführt. Der Rechner 11 be-  
rechnet aus diesen Signalen wiederum den Versatz der Objekt-  
höhenlinie 26 zu der der jeweiligen Stellung des C-Bogens 8  
30 zugehörigen Lichtlinie 25.

Um nun ein 3D-Höhenbild der Kopfoberfläche des Patienten P,  
also ein Oberflächenbild des Kopfes K des Patienten P zu er-  
halten, wird der C-Bogen 8 längs seines Umfangs mit ausge-  
35 schalteter Röntgenstrahlenquelle bewegt (Orbitalscan). Wäh-  
rend des Orbitalscans werden dabei Objekthöhenlinien für ver-  
schiedenen Positionen des C-Bogens 8 relativ zum Gehäusewagen

3 aufgenommen und deren zugeordnete Signale an den Rechner 11 weitergeleitet. Aus den einzelnen Objekthöhenlinien berechnet daraufhin der Rechner 11 das Oberflächenbild, das mit dem Monitor 16 wiedergegeben werden kann.

5

Für die Berechnung der einzelnen Oberflächenhöhenlinien bzw. des Oberflächenbildes muss die Lage des 3D-Sensors bekannt sein. Da sich der C-Bogen 8, wie bereits erwähnt, in der Praxis leicht verwindet, wird er im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einer bereits beschriebenen Offline-Kalibrierung unterzogen. Somit ist die Lage des 3D-Sensors für jede Stellung des C-Bogens 8 hinreichend bekannt, so dass das Oberflächenbild berechnet werden kann.

10

15

Ist der Patient P für den Orbitalscans zur Herstellung des Volumendatensatzes und des Oberflächenbildes gleich ausgerichtet, so ist es in einfacher Weise möglich, das Oberflächenbild und das dem Volumendatensatz zugeordnete Röntgenbild zu überlappen.

20

Es ist auch denkbar, dass die Serie von 2D-Projektionen für den Volumendatensatz und die Abtastung des Patienten P mit dem Laser 21 während genau eines Orbitalscans durchgeführt wird.

Das Ausführungsbeispiel hat übrigens nur exemplarischen Charakter.

5

Patentansprüche

1. Röntgeneinrichtung mit einer Tragevorrichtung (8), an der  
ein eine Röntgenstrahlenquelle (9) und einen Strahlungsdetek-  
tor (10) umfassendes Röntgensystem angeordnet ist, und die  
Tragevorrichtung (8) während der Aufnahme einer Serie von 2D-  
Projektionen von einem Untersuchungsobjekt (P, K) relativ zum  
Untersuchungsobjekt (K, P) verstellbar ist,

10 dadurch gekennzeichnet, dass

- an der Tragevorrichtung (3) ein 3D-Sensor (21-23) angeord-  
net ist und  
- die Tragevorrichtung (8) für die Aufnahme eines Bilddaten-  
15 satzes mit dem 3D-Sensor (21-23) relativ zum Untersuchungs-  
objekt (K, P) verstellbar ist, wobei der Bilddatensatz zu-  
mindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes  
(K, P) abbildet.

20 2. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 1, bei der die Tragevor-  
richtung einen C-Bogen (8) umfasst.

25 3. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, bei der der C-Bogen  
(8) während der Aufnahme des Bilddatensatzes entlang seines  
Umfangs verstellbar ist.

4. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, bei der der Bilddaten-  
satz während einer Angulationsbewegung des C-Bogens (8) auf-  
genommen wird.

30 5. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 4, die  
ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät (1) ist.

35 6. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, die  
derart ausgeführt ist, dass sie aus der Serie von 2D-  
Projektionen einen Volumendatensatz vom Körper des Untersu-

chungsobjektes (K, P) errechnet und den Bilddatensatz mit dem Volumendatensatz fusioniert oder überlagert.

7. Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes (OB) von  
5 einem Untersuchungsobjekt (K, P) mit einer Röntgeneinrichtung  
(1), die eine Tragevorrichtung (8) für eine Röntgenstrah-  
lenquelle (9) und einen Strahlungsdetektor (10) umfassendes  
10 Röntgensystem aufweist und die Tragevorrichtung (8) während  
der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von dem Untersu-  
chungsobjekt (K, P) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P)  
verstellt wird

dadurch gekennzeichnet, dass

15 die Tragevorrichtung (8) während der Aufnahme eines Bilddatensatzes mit einem an der Tragevorrichtung (8) angeordneten  
3D-Sensor (21-23) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) ver-  
stellt wird, wobei der Bilddatensatz zumindest einen Teil der  
Oberfläche des Untersuchungsobjektes (K, P) abbildet.

20 8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem die Tragevorrichtung  
einen C-Bogen (8) umfasst.

9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem der C-Bogen (8) während  
25 der Aufnahme des Bilddatensatzes entlang seines Umfangs ver-  
stellt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem der Bilddatensatz wäh-  
rend einer Angulationsbewegung des C-Bogens (8) aufgenommen  
30 wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, bei dem die  
Röntgeneinrichtung ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät  
(1) ist.

35 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 11, bei dem  
vor, nach oder während der Aufnahme des Bilddatensatzes die

Serie von 2D-Projektionen vom Untersuchungsobjekt (K, P) erstellt und aus der Serie von 2D-Projektionen ein Volumendatensatz errechnet wird und der Volumendatensatz mit dem Bilddatensatz fusioniert oder überlagert wird.

## Zusammenfassung

Röntgeneinrichtung und Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes (OB) von einem Untersuchungsobjekt (K, P) mit einer Röntgeneinrichtung (1), die eine Tragevorrichtung (8) für eine Röntgenstrahlenquelle (9) und einen Strahlungsdetektor (10) umfassendes Röntgensystem aufweist. Die Tragevorrichtung (8) wird während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von dem Untersuchungsobjekt (K, P) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) verstellt. An der Tragevorrichtung (8) ist außerdem ein 3D-Sensor (21-23) angeordnet, der während einer Verstellung der Tragevorrichtung (8) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) einen Bilddatensatz vom Untersuchungsobjekt (K, P) aufnimmt. Der Bilddatensatz bildet zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes (K, P) ab. Die Erfindung betrifft ferner eine Röntgeneinrichtung (1), mit der das erfindungsgemäße Verfahren durchgeführt werden kann.

FIG 1



